



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

HODNOCENÍ KVALITY SIGNÁLŮ EKG

ECG QUALITY EVALUATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Viktorie Scholasterová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

BRNO 2019

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Viktorie Scholasterová

ID: 195195

Ročník: 3

Akademický rok: 2018/19

NÁZEV TÉMATU:

Hodnocení kvality signálů EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku hodnocení kvality signálů EKG. Proveďte literární rešerši nejčastěji používaných metod za přítomnosti různých typů rušení v dlouhodobých a zátěžových záznamech EKG. 2) Realizujte metodu založenou na spojitém výpočtu SNR a další vybrané metody a vše implementujte v programovém prostředí Matlab. 3) Funkčnost realizovaných metody ověřte na umělých datech (použijte např. EKG generátor z Physionet.org). Dosažené výsledky diskutujte. 4) Na základě předchozích poznatků navrhnete vlastní metodu odhadu kvality signálů EKG. 5) Ověřte robustnost vlastní navržené metody vůči různým druhům rušení a porovnejte ji s ostatními metodami. 6) Funkčnost navržených algoritmů otestujte na reálných záznamech EKG. 7) Proveďte diskusi dosažených výsledků, formulujte použitelnost jednotlivých metod.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SILVA, Ikaro; MOODY, George B.; CELI, Leo. Improving the quality of ECGs collected using mobile phones: The Physionet/Computing in Cardiology Challenge 2011. In: Computing in Cardiology, 2011. IEEE, 2011. p. 273-276.

[2] ORPHANIDOU, Christina, et al. Signal-quality indices for the electrocardiogram and photoplethysmogram: derivation and applications to wireless monitoring. IEEE journal of biomedical and health informatics, 2015, 19.3: 832-838.

Termín zadání: 4.2.2019

Termín odevzdání: 24.5.2019

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital, Ph.D.

Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá hodnocením kvality signálů EKG. Jejím hlavním cílem je prostudovat teoretický základ pro realizaci vybraných metod hodnocení kvality signálů EKG. V teoretické části je popsána elektrokardiografie, morfologie elektrokardiogramu, typy rušení a Holterovské systémy. Následuje základní postup hodnocení kvality signálů včetně filtrace, detekce významných charakteristik signálu EKG a přehled vybraných metod. Praktická část obsahuje popis tří metod hodnocení kvality signálů EKG – metoda průměrné tepové frekvence, metoda výpočtu SNR a metoda pásmových propustí. Závěrem jsou zhodnoceny výsledky metod při použití umělých dat, reálně naměřených dat a dat ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011.

Klíčová slova

Signál EKG, hodnocení kvality, RR interval, SNR

Abstract

This bachelor's thesis deals with ECG quality evaluation. Its main goal is to examine the theoretical basis for a realization of selected methods for ECG quality evaluation. In the theoretical part of the thesis there is described electrocardiography, morphology of electrocardiogram, types of signal interference and Holter recorders. A basic procedure of ECG quality evaluation including filtration, detection of important characteristics of ECG signal and an overview of chosen methods follows. The practical part contains a description of three methods for ECG quality evaluation – a method of average heart rate, a method of calculation signal-to-noise ratio (SNR) and a method of band-pass filters. Finally, the results of the methods using artificial data, real-time data and data from a competition PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011 are evaluated.

Keywords

ECG signal, quality evaluation, RR interval, SNR

Bibliografická citace:

SCHOLASTEROVÁ, Viktorie. *Hodnocení kvality signálů EKG* [online]. Brno, 2019 [cit. 2019-05-23]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/118317>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. 35 s. Vedoucí práce Ing. Lukáš Smital Ph.D.

Prohlášení

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Hodnocení kvality EKG jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 17. května 2019

.....
Viktorie Scholasterová

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Lukáši Smitalovi, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 17. května 2019

.....
Viktorie Scholasterová

Obsah

1	Úvod	1
2	Elektrokardiografie.....	3
2.1	Morfologie elektrokardiogramu	3
2.2	Typy rušení EKG.....	4
	Síťový brum	5
	Myopotenciály.....	6
	Kolísání nulové izoelektrické linie	6
2.3	Holterovské systémy	7
	Systém Bittium Faros 360°	7
	Měření signálů EKG pomocí přístroje Faros 360° pro databázi	9
3	Metody hodnocení kvality signálu EKG.....	10
3.1	Základní postup při hodnocení kvality signálu EKG	10
	Detekce konstantní linie	10
	Rozsah amplitud	11
	Kolísání nulové izoelektrické linie	11
	Fyziologické hranice.....	11
3.2	Přehled metod hodnocení kvality signálu EKG	12
	Variabilita RR intervalů.....	12
	Spektrální analýza signálu HRV	12
	Koeficient špičatosti a koeficient šikmosti	13
	Přirazování k templátu.....	13
	Výčet a popis dalších vybraných metod.....	14
4	Použití vybraných metod pro hodnocení kvality signálu ekg	17
4.1	Popis vybraných a použitých metod pro hodnocení kvality signálu EKG .	17
	Metoda průměrné tepové frekvence.....	17
	Metoda výpočtu SNR	19
4.2	Výsledky vybraných metod.....	19
	Výsledky vybraných metod na umělých datech	19
	Výsledky vybraných metod na naměřených datech	21
	Výsledky vybraných metod na datech ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011	23
5	realizace vlastní metody hodnocení kvality signálu ekg.....	25
5.1	Popis metody pásových propustí	25
5.2	Výsledky metody pásmových propustí	26
	Výsledky metody pásmových propustí na umělých datech	26
	Výsledky metody pásmových propustí na naměřených datech	27
	Výsledky metody pásmových propustí na anotovaném signálu	28

	Výsledky metody pásmových propustí na datech ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011	29
6	Závěr	31
7	Bibliografie	33
	Seznam symbolů, veličin a zkratek.....	35

Seznam obrázků

2.1: Popis útvarů a úseků v křivce EKG [7]	4
2.2: Příklad signálu zašuměného síťovým brumem	5
2.3: Příklad signálu poškozeného myopotenciály	6
2.4: Příklad signálu zašuměného kolísáním nulové izoelektrické linie	7
2.5: Zapojení elektrod a přístroje Faros 360° pro měření [9].....	8
2.6: Faros 360° [11].....	8
4.1: Blokové schéma detektoru R vln	17
4.2: Grafy jednotlivých kroků detektoru R vln.....	18
4.3: Umělý signál EKG s detekovanými vlnami R a křivka kvality získaná metodou průměrné tepové frekvence.....	20
4.4: Umělý signál EKG a křivka SNR.....	21
4.5: Měřený signál EKG s detekovanými vlnami R a křivka kvality získaná metodou průměrné tepové frekvence.....	22
4.6: Měřený signál EKG a křivka SNR	23
5.1: Blokové schéma metody pásmových propustí.....	25
5.2: Výstupy jednotlivých kroků metody pásmových propustí.....	26
5.3: Umělý signál EKG a křivka kvality získaná metodou pásmových propustí	27
5.4: Měřený signál EKG a křivka kvality získaná metodou pásmových propustí.....	28

Seznam tabulek

3.1: Výčet a popis vybraných metod hodnocení kvality signálu EKG a jejich úspěšnost.....	14
5.1: Nejúspěšnější algoritmy v soutěži PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011 se zařazením realizovaných metod.....	30

1 ÚVOD

Diagnostika srdečních onemocnění se významně opírá o kvalitní elektrokardiografický záznam srdeční aktivity. Morfologie signálu EKG je základním stavebním kamenem pro popis signálu. Jedná se například o velikost amplitud, dobu trvání nebo tvar vln a komplexů. Tyto charakteristiky jsou nám schopny říci mnoho o fungování srdce, pokud ovšem nejsou pozměněny nebo je kvůli rušení nejsme schopni vyčíst.

Rušení je pro diagnostiku ze signálu EKG výrazný problém. Ve druhé kapitole jsou popsány jednotlivé typy rušení, se kterými se můžeme nejčastěji setkat. Tato práce je zaměřena na hodnocení kvality dlouhodobých signálů EKG. Takovéto signály jsou měřeny pomocí Holterovských systémů, které jsou schopné zaznamenávat signál EKG až několik dnů. Pacient při tom není nijak omezen v obvyklých denních aktivitách. Kvůli pohybu pacienta se myopotenciály stávají největším problémem při následné diagnostice. Spektrum tohoto typu rušení totiž výrazně překrývá spektrum užitečného signálu, a proto je mnohdy užitečný signál nenávratně ztracen.

Dále je také popsán přístroj pro holterovské měření Faros 360° od firmy Bittium. Pomocí tohoto přístroje byla naměřena sada několika 24hodinových záznamů signálu EKG. Měřené subjekty byly vybírány napříč pohlavím, věkem nebo fyzickými parametry. Tyto signály byly následně použity pro zjišťování robustnosti vybraných metod pro hodnocení kvality signálu EKG.

Ve třetí kapitole je detailněji rozebrán postup hodnocení kvality signálu EKG. Nejprve se jedná o detekci nepoužitelných úseků signálu, což bylo způsobeno například špatným kontaktem elektrody a kůže. Následuje popis základní filtrace signálu a získání charakteristik signálu EKG jako je variabilita srdeční tepové frekvence. Nakonec jsou uvedeny některé vybrané metody hodnocení kvality signálu EKG.

Čtvrtou kapitolou začíná praktická část této práce. Obsahuje popis dvou vybraných metod, které byly realizovány v programovém prostředí Matlab. Jsou jimi metoda průměrné tepové frekvence a metoda výpočtu SNR. Výsledkem obou metod je spojitá křivka vyjadřující kvalitu signálu proměnlivou v čase. Tímto způsobem jsme schopni lépe hodnotit dlouhodobé signály EKG, které jsou zašuměné, a tudíž nepoužitelné k diagnostice pouze v určitých úsecích. Dále se zde nachází i výsledky těchto metod při použití umělých zašuměných signálů, reálně naměřených dlouhodobých signálů nebo reálně naměřených krátkodobých signálů hodnocených odborníky ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011.

V páté kapitole je rozebrána vlastní metoda hodnocení kvality signálů EKG – metoda pásmových propustí. Jejím výstupem je opět spojitá křivka kvality, která zvlášť hodnotí každý vzorek signálu. Metoda je testována na umělých datech, reálně naměřených dlouhodobých datech anotovaných odborníky i krátkodobých naměřených datech ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011.

2 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Srdce funguje jako tlakově-objemové čerpadlo, skládající se ze dvou komor a dvou síní. Zajišťuje distribuci okysličené krve po celém těle. Pro tuto funkci jsou důležité dva aspekty – elektrická a mechanická aktivita srdce. Tvorbu a přenos elektrického signálu má na starost převodní systém srdeční. Jsou to buňky, které jsou schopné vytvářet spontánní vzruchy a následně je vést celým srdcem. Takto vzniklé vzruchy způsobují depolarizaci srdeční svaloviny a postupný stah celého srdce. [1]

Srdeční onemocnění se projevují na elektrických vlastnostech srdeční aktivity, kterou jsme schopni pozorovat pomocí elektrokardiografie. Jedná se o diagnostickou metodu, která registruje elektrické pole srdce pomocí elektrod zapojených do svodů připevněných na pokožku těla. Svod je záznam rozdílu elektrických potenciálů mezi dvěma elektrodami. Rozděluje svody na bipolární a unipolární. Bipolární svody měří napětí mezi dvěma měřícími elektrodami. Unipolární měří napětí mezi měřící a referentní elektrodou. Výsledkem elektrokardiografie je křivka nazývaná se elektrokardiogram (EKG). [2]

Tato kapitola se podrobněji věnuje morfologii EKG a typům jeho rušení. Dále Holterovským systémům a konkrétně přístroji Faros 360°, se kterým byly měřeny data pro tuto bakalářskou práci.

2.1 Morfologie elektrokardiogramu

EKG je záznam časového průběhu elektrických dějů na srdci. Skládá se ze tří základních částí – vlny P, komplexu QRS a vlny T. Každá část se váže k určité fázi srdečního cyklu. Pro zpracování a hodnocení signálu EKG jsou důležité jednotlivé parametry změřeného EKG. Jedná se například o amplitudu, dobu trvání, polaritu a tvar vln. Základní popis útvarů a úseků v křivce EKG za fyziologických podmínek ve svodu II je znázorněn na obr. 2.1. [3]

Vlna P odpovídá vzruchové aktivitě sinoatriálního uzlu, který se nachází ve stěně pravé síně a dále depolarizaci pravé i levé síně. Amplituda vlny by neměla přesáhnout 300 μV a délku trvání 0,1 s. Většinou mívá vlna hladký oblý pozitivní průběh a její spektrum je nízkofrekvenční, spektrální složky se pohybují mezi 10 a 15 Hz. [2], [4], [5]

Interval PQ vyjadřuje dobu od depolarizace síní k depolarizaci komor. Se zvyšující se tepovou frekvencí se interval zkracuje.

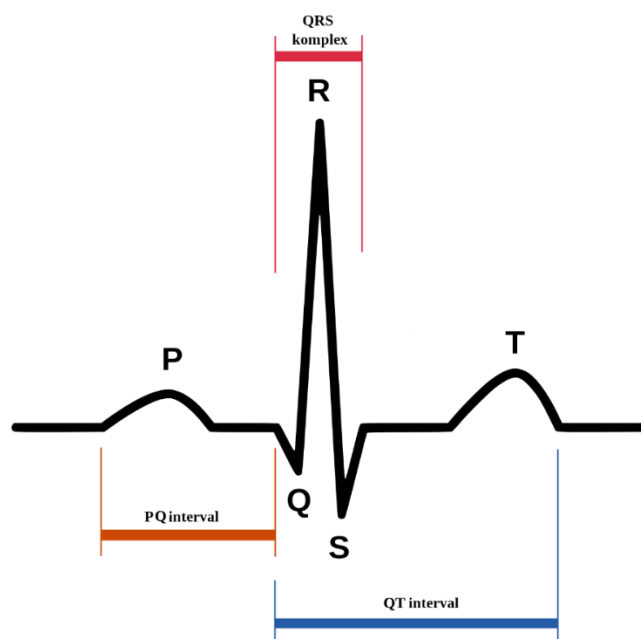
Komplex QRS je nejvýraznější částí EKG signálu. Komplex značí depolarizaci obou srdečních komor a repolarizaci obou síní, která je ovšem oproti depolarizaci komor velmi slabá, a proto není na EKG pozorovatelná. První vlna Q je vlnou negativní, následuje velmi výrazná pozitivní vlna R, která může dosahovat

výchylky až 3 mV, na ni navazuje opět negativní vlna T. Celý komplex by měl trvat 80 až 110 ms a jeho frekvenční spektrum se pohybuje mezi 10 a 50 Hz. [2], [6]

Interval RR je časový interval mezi vlnami R ve dvou po sobě jdoucích srdečních cyklech. Pokud se před vlnami R vyskytuje i vlna P, je takovýto interval označen jako NN interval a slouží především k analýze variability srdeční tepové frekvence (HRV, Heart Rate Variability).

Interval QT je úsek od depolarizace komor k jejich repolarizaci. Se zvyšující se tepovou frekvencí se interval zkracuje.

Vlna T odpovídá repolarizaci obou srdečních komor a díky svým vlastnostem a variabilitě je složitější její detekce. Nachází se v úseku 300 ms za komplexem QRS, jedná se o převážně pozitivní hladkou a zaoblenou vlnu. Nedosahuje vysoké výchylky oproti vlně R. Při vyšších tepových frekvencích se vlna zužuje, přibližuje se komplexu QRS a také může dojít ke sloučení s následující vlnou P. V některých případech následuje po vlně T ještě pozitivní vlna U. [2]



2.1: Popis útvarů a úseků v křivce EKG [7]

2.2 Typy rušení EKG

Při ambulantním vyšetření metodou elektrokardiografie je do signálu zaneseno několik charakteristických typů rušení. Jedná se myopotenciály, síťový brum a kolísání nulové izoelektrické linie. Pokud je ovšem vyšetření správně provedeno rušení by mělo být minimální a případně jednoduše odstranitelné. Obecně se amplituda signálu pohybuje od 10 μ V do 5 mV a frekvenční rozsah je od 0,05 do 150 Hz.

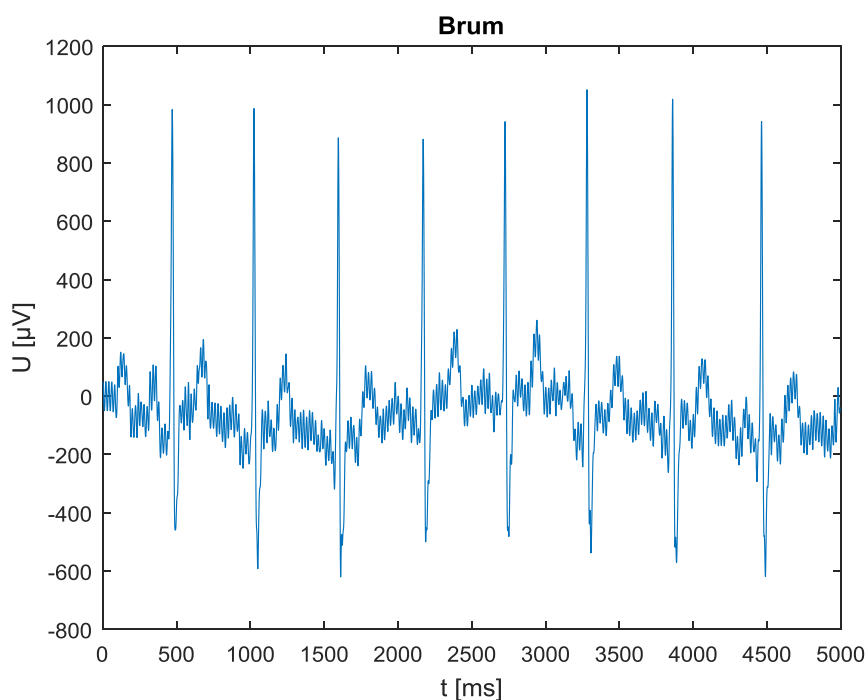
Nově se ovšem začínají používat přenosné EKG záznamníky pro dlouhodobé kontinuální měření, tak zvané holterovské systémy. Při takovémto i 24hodinovém snímání smí pacient provozovat všechny činnosti, na které je v normálním životě zvyklý. S tím ovšem souvisí problém se zvýšeným rušením v signálu. Přednostně se to týká myopotenciálů způsobených pohybem pacienta. Následně je o mnoho složitější a komplikovanější signál dostatečně vyčistit, aby bylo možno ze signálu vyčíst důležité parametry, které nebyly poškozeny. Hodnocení kvality se tak stává náročnější a méně spolehlivé. [8]

Sítový brum

Sítový brum je velmi časté rušení, které je způsobeno indukovaným signálem z elektrické rozvodné sítě. V České republice je frekvence tohoto signálu 50 Hz. Při ambulantním vyšetření je možné zamezit vzniku tohoto rušení správným přizpůsobením ordinace. Ovšem v celodenním snímání je nemožné se mu vyhnout, protože se s jeho zdroji setkáváme neustále. Je tedy potřeba zvolit vhodnou filtrační metodu, která jinak nenaruší signál EKG.

V rámci této bakalářské práce byl použit IIR filtr druhého řádu typu úzkopásmová zádrž. Zádrž musí být dostatečně úzkopásmová, aby odstraňovala pouze 50 Hz a malé okolí, protože 50 Hz se nachází uprostřed užitečného signálu, který nesmí být poškozen. [5]

Příklad síťového brumu v signálu EKG je znázorněn na obr. 2.2.



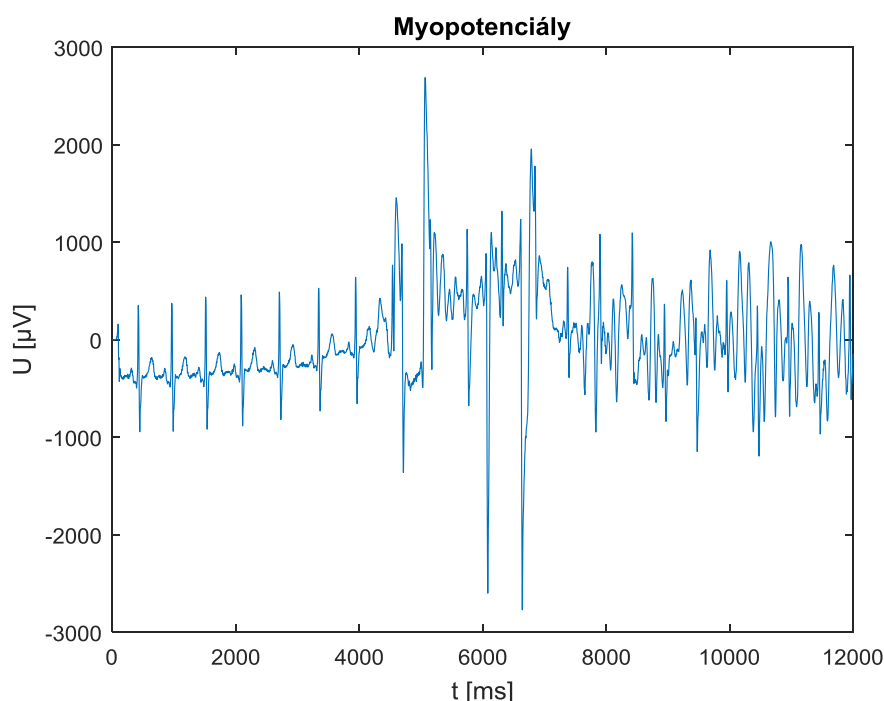
2.2: Příklad signálu zašuměného síťovým brumem

Myopotenciály

Myopotenciály jsou způsobeny pohybem pacienta a projevují se ve frekvenčním pásmu od 20 Hz do několika kHz. Nejedná se o pravidelný periodický šum, spíše o časově ohraničený výrazně zašuměný úsek. Intenzita šumu závisí na pohybech pacienta, s jejich náročností roste i jeho intenzita. Myopotenciály tak velmi výrazně poškozuji užitečnou složku signálu a odstranit toto rušení ze signálu bez jeho poškození je komplikované.

Zamezení pacientovi v pohybu lze pouze u ambulantního vyšetření. Při celodenním snímání patří myopotenciály k hlavním problémům v hodnocení kvality signálu EKG. Jedná se pak o velmi specifické rušení, které se neustále mění a je složité jej odfiltrovat. [5], [3]

Příklad myopotenciálů v signálu EKG je znázorněn na obr. 2.3.



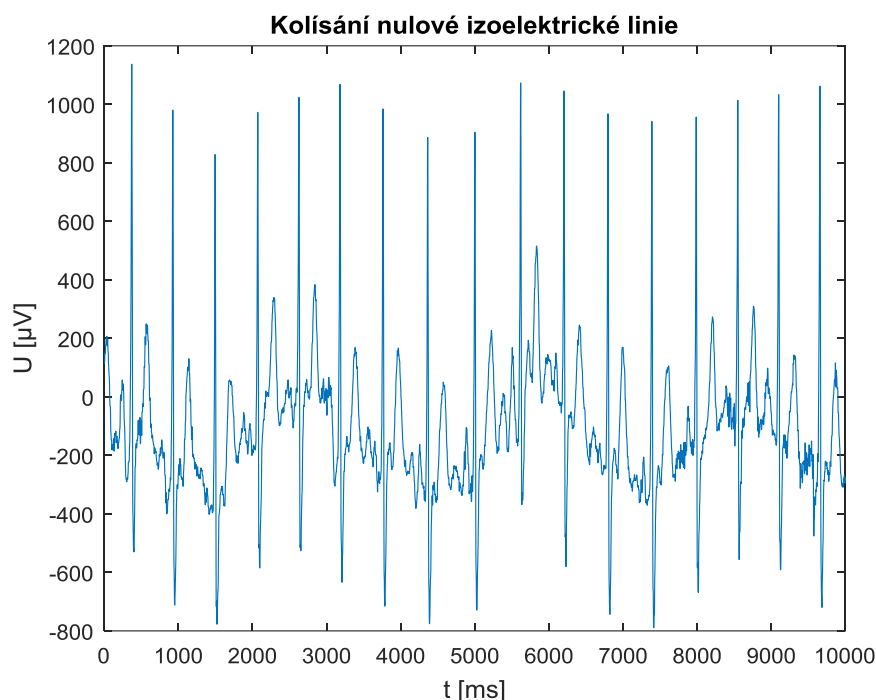
2.3: Příklad signálu poškozeného myopotenciály

Kolísání nulové izoelektrické linie

Kolísání nulové izoelektrické linie, nazýváno také drift, je způsobeno dýcháním, pomalými pohyby pacienta, špatným kontaktem elektrody ke kůži nebo změnou půdňankového napětí elektrod. Toto rušení má frekvenční spektrum v rozmezí mezi 0,05 a 1 Hz. Zasahuje tak do užitečné složky signálu a nejvíce může zkreslit nízkofrekvenční komponenty signálu jako je na příklad interval ST.

Pro odstranění driftu bylo použito FIR filtru stého řádu typu horní propust. [5], [3]

Příklad kolísání nulové izoelektrické linie v signálu EKG je znázorněn na obr. 2.4.



2.4: Příklad signálu zašuměného kolísáním nulové izoelektrické linie

2.3 Holterovské systémy

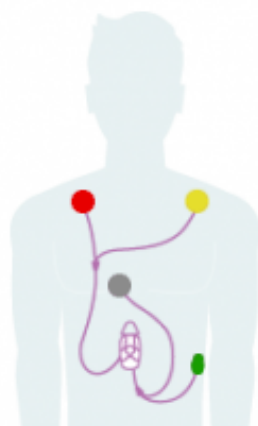
Jedná se o systémy schopné dlouhodobě snímat signál EKG, nejčastěji 24 hodin a více. Tyto přístroje byly přizpůsobeny tak, aby je bylo možné nosit po celý den při obvyklých denních aktivitách, v klidu i při spánku.

Typy systémů se mohou lišit. Snímání může být prováděno kontinuálně nebo pouze výběrově. Kontinuální snímání je pro pacienta snazší, protože ho ovládání systému nijak nezatěžuje. Naopak u výběrového snímání je nutná spolupráce pacienta, kdy se snímají pouze signály v určitých epizodách srdce. Dále dělíme systémy na 1, 2 nebo 3 svodové a dle počtu svodů je použitý určitý počet samolepících elektrod, které zajišťují dostatečný kontakt s kůží a zamezují nechtěnému odpojení kabelů. U holterovských systémů můžeme také rozlišovat, jestli analýza signálu probíhá v reálném čase nebo až retrospektivně. [5]

Systém Bittium Faros 360°

V rámci této bakalářské práce byla naměřena sada 24hodinových signálů EKG pomocí holterovského systému Faros 360° od firmy Bittium, viz obr. 2.6. Tento přístroj je vybaven čtyřmi unipolárními elektrodami, přičemž jedna je referenční a tři jsou měřící. Návod pro zapojení elektrod a přístroje Faros 360° je zobrazen na

obr. 2.5. Ke snímání je také potřeba pět samolepících elektrod, čtyři slouží pro připojení kabelů a jedna pro přichycení samotného přístroje.



2.5: Zapojení elektrod a přístroje Faros 360° pro měření [9]

Faros 360° je také vybaven akcelerometrem, pomocí kterého detekuje orientaci pacienta a tím i jeho pohyb. Výstupem měření je třísvodový signál EKG a tři signály z akcelerometru pro zrychlení pacienta ve třech osách.

Faros 360° je vybaven dobíjecí baterií o pracovním napětí 3,7 V typu Li-ion a vnitřní pamětí 4 GB, což mu umožňuje pořizovat kontinuální záznam až několika dní. Nejedná se ovšem o voděodolný model. Pomocí softwaru eMotion Faros Manager je možné jednoduše nastavit jednotlivé parametry snímání signálu. [10]



2.6: Faros 360° [11]

Měření signálů EKG pomocí přístroje Faros 360° pro databázi

Pro toto měření byla použita vzorkovací frekvence signálu EKG 1000 Hz, vzorkovací frekvence signálu akcelerometru 100 Hz a dynamický rozsah akcelerometru ± 16 g.

Naměřeno bylo šest 24hodinových záznamů, které se zařadily do databáze. V měření byl kladen důraz na diverzitu měřených osob, co se týče věku, pohlaví i stavby těla. Měřené osoby si také zaznamenávaly jednotlivé činnosti v průběhu dne, aby byla následně lehce identifikovatelná příčina šumu v signálu EKG.

3 METODY HODNOCENÍ KVALITY SIGNÁLU EKG

V této kapitole bude popsáno pár metod vhodných pro hodnocení kvality EKG signálu.

Hodnocení kvality je důležité provádět ještě před samotnou diagnostikou EKG signálu, kdy je systém schopen určit, zda je signál dostatečně kvalitní a nepoškozený pro správnou a spolehlivou diagnostiku.

Jak již bylo řečeno, nejčastěji se provádí ambulantní měření EKG, které trvá pouze krátký čas (nejčastěji 10 s) a pod odborným dozorem. Signál je tak často nepoškozený a není nutné provádět hodnocení kvality. Pokud je signál i přes to poškozen a není vhodný k diagnostice, není problém signál EKG naměřit znovu. Pokud ovšem potřebujeme hodnotit kvalitu signálu, existuje řada metod, které jsou toho schopné s nižší i vyšší specificitou a senzitivitou. Tyto metody často hodnotí signál jako celek a výsledkem je pouze zařazení signálu do kategorie přijatelný nebo nepřijatelný. Neříká nám to žádné informace o vývoji kvality signálu v průběhu času či o míře kvality.

Avšak celodenní snímání je časově náročné a mnohdy se v takovémto signálu nacházejí úseky velmi poškozeného signálu, které není možné použít pro diagnostiku. Tento nepoužitelný úsek by v hodnocení kvality pomocí dříve zmíněných metod způsobil to, že by celý signál byl zařazen do kategorie nepoužitelný. Přitom by kvalita většiny signálu pro diagnostiku byla dostačující. Proto je důležité použít metody, které budou hodnotit signál postupně a výsledkem bude vývoj kvality signálu v čase. Vhodné jsou pro to metody s plovoucím oknem. Zašuměný úsek signálu sice sníží kvalitu i ve svém blízkém okolí, ale nepoznamená celý signál. Důležité je i určení délky a překrývání plovoucího okna.

3.1 Základní postup při hodnocení kvality signálu EKG

Prvním krokem je detekce naprosto nepoužitelných úseků signálu, které byly způsobeny například odpojením elektrody nebo špatným kontaktem mezi elektrodou a kůží. Jedná se o rychlou detekci pomocí několika rozhodujících kroků, které označí nepoužitelné úseky signálu. Tento postup neslouží přímo k určení kvality signálu nýbrž k urychlení následného hodnocení kvality, kdy už se těmito úseky vůbec není zabýváno.

Detekce konstantní linie

Právě odpojením elektrody se ztratí signál EKG a je nahrazen pouze konstantní neměnnou linií. Toto rušení je snadno detekovatelné, protože v reálném signálu

EKG se nikdy nevyskytují úseky vzorků neměnných hodnot (vždy je přítomen alespoň nějaký šum). Signál může být procházen po vzorcích a pokud se ve stanoveném čase (práh udáván na 0,2 až 1 s) nemění hodnota vzorků, je detekována konstantní linie. Jiným přístupem může být výpočet první derivace částí signálu, kdy je ukazatelem její konstantní výsledek. [6]

Rozsah amplitud

Pokud má elektroda špatný kontakt s kůží, je rozsah amplitud výrazně snížen, naopak zvýšen je v přítomnosti vysokofrekvenčního rušení, které se projeví hroty v signálu. Detekce může být zajištěna pouze stanovením prahů. Signál je označen za nepřijatelný, když rozsah amplitud klesne pod 0,2 mV nebo naopak přesáhne 15 mV. [6]

Kolísání nulové izoelektrické linie

Kromě fyziologického kolísání izolinie způsobeného dýcháním pacienta, které zkresluje signál EKG do přibližně sinusového tvaru, může být izolinie poškozena i pomalými pohyby pacienta nebo nízkofrekvenčním šumem. Detekce probíhá pomocí filtru typu dolní propust s prahem 1 Hz a dalšími stanovenými prahy. [12]

Dalším krokem u některých metod je filtrace signálu, aby byl co nejlépe zbaven všeho rušení a kvalita signálu se tak zvýšila. Může se jednat o jednoduché filtry jako je horní propust nebo úzkopásmová zadrž pro odstranění brumu a driftu nebo o komplikovanější systémy pro lepší filtraci a také odhad původního signálu. Tato filtrace je zvláště důležitá, pokud následně metoda využívá některé charakteristiky signálu (např.: detekce R vln). Problémem avšak zůstává, že filtrací se může signál lehce pozměnit a tím ovlivnit výslednou diagnostiku.

Fyziologické hranice

Člověk a srdce mají určité fyziologické hranice, které při překročení nejsou slučitelné se životem nebo jsou velmi nepravděpodobné. Jedná se v tomto případě především o tepovou frekvenci, která jde ze signálu snadno vyčíst. Předchází tomu detekce R vln, na jejíž kvalitě také záleží výslednému hodnocení kvality.

- Průměrná tepová frekvence by měla být v rozsahu 40 až 180 úderů za minutu. Samozřejmě je stále fyzicky možné, aby tepová frekvence překročila tyto hranice. Může tak nastat například při velké fyzické zátěži, ale signál bude nejspíše oním pohybem a hlubokým dýcháním poškozen, a tím pádem nevhodný k diagnostice. Upravení a použití této metody hodnocení kvality signálu EKG je blíže popsáno v kap. 4.1. [13]

- U maximálního RR intervalu je stanoven práh délky trvání na 1,5 s, ale dále je povolena jedna nedetekovaná R vlna a tím se práh posune na 3 s.
- V krátkém časovém úseku (10 s) se nepředpokládá rychlá změna délky trvání RR intervalu, proto je nastaven práh podílu maximálního RR intervalu ku minimálnímu RR intervalu na 1,1. Povolena je ovšem opět jedna nedetekovaná R vlna a tím se práh posune na 2,2. [6]

Nakonec se přikročí ke konkrétní metodě hodnocení kvality signálu EKG. Podrobněji budou rozepsány v následující kapitole.

3.2 Přehled metod hodnocení kvality signálu EKG

V kapitole 3.1 byl nastíněn postup úpravy signálu před samotným hodnocením kvality. Metod a přístupů k hodnocení kvality signálu EKG je nespočet, a proto v této kapitole budou popsány pouze některé vybrané. Dále se většina těchto metod zabývá hodnocením pouze krátkých 10s signálů, takže je nutno pro použití na delší signály metody upravit.

Variabilita RR intervalů

Základní myšlenkou této metody je, že RR intervaly se v čase nemění nebo mění velice pomalu a jejich variabilita je nízká. Velmi důležitá je vysoká úspěšnost detekce R vln, aby se špatnou detekcí nezkrusovalo hodnocení kvality. Pokud je ovšem signál zašuměný, detektor R vln některé R vlny nezaznamená, a naopak v některých případech označí i jiné hroty jako R vlny. Tímto se značně rozšíří distribuce a směrodatná odchylka RR intervalů. V určitém časovém okně je vypočten koeficient variability RR intervalů dle vzorce

$$C_v = \frac{\widehat{\sigma_{RR}}}{\widehat{\mu_{RR}}}, \quad (3.1)$$

kde $\widehat{\sigma_{RR}}$ je směrodatná odchylka a $\widehat{\mu_{RR}}$ je průměr distribuce RR intervalů v časovém okně [14]. Empiricky byl stanoven práh koeficientu na hodnotu 0,64. Do kategorie přijatelný je signál zařazen, pokud je koeficient menší nebo rovný prahu. Pokud koeficient onen práh přesáhne, je naopak zařazen do kategorie nepřijatelný. [6]

Spektrální analýza signálu HRV

Pomocí detekce R vln nezískáme křivku, pouze jednotlivé body. Pro tuto metodu je důležité tyto body interpolovat lineárním nebo kubickým splinem s určitou

frekvencí (4 Hz). Poté je díky rychlé Fourierově transformaci (FFT) získáno amplitudové spektrum. Pokud je signál zašuměn, ve spektru se zvýší velikost frekvenčních složek vyšších než 0,4 Hz. Tento jev je poté detekován. [6]

Koeficient špičatosti a koeficient šikmosti

Koeficient šikmosti udává míru symetrie distribuce dat a může nabývat kladných i záporných hodnot dle posunu distribuce doprava či doleva. Pokud je signál zašuměný, distribuce dat je tím pádem větší a s tím i absolutní hodnota koeficientu šikmosti. Je vypočten podle vzorce

$$S = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x})^3}{\hat{\sigma}^3}, \quad (3.2)$$

kde N je počet vzorků ve vybraném úseku signálu, x_i jsou jednotlivé vzorky signálu, \hat{x} je průměrná hodnota ze vzorků x_i a $\hat{\sigma}$ je směrodatná odchylka.

Koeficient špičatosti udává míru špičatosti distribuce dat. Distribuce zašuměného signálu je plošší a tím je i nižší koeficient špičatosti. Je vypočten podle vzorce

$$K = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x})^4}{\hat{\sigma}^4}, \quad (3.3)$$

kde N je počet vzorků ve vybraném úseku signálu, x_i jsou jednotlivé vzorky signálu, \hat{x} je průměrná hodnota ze vzorků x_i a $\hat{\sigma}$ je směrodatná odchylka.

Tyto koeficienty jsou vypočítávány pro určitý časový úsek (10 s) a na základě stanovených prahů je vyhodnocena použitelnost signálu. Pokud koeficient špičatosti přesáhne hodnotu prahu 5, je označen za přijatelný. Koeficient šikmosti se k hodnocení kvality nepoužívá přímo, ale oba koeficienty je možné použít pro další metody založené na strojovém učení. [6]

Přiřazování k templátu

Tato metoda opět spoléhá na fakt, že signál EKG je pravidelný a morfologie PQRST vln se příliš nemění. Nejprve se detekují R vlny a díky jejich zjištěným pozicím se rozdělí signál na jednotlivé PQRST úseky. Tyto úseky se následně zprůměrují a výsledkem je tak templát, který odpovídá celému signálu a budou se vůči němu jednotlivé PQRST úseky porovnávat.

Porovnání proběhne pomocí korelace jednotlivých úseků vůči templátu a výpočtem Pearsonového korelačního koeficientu pro každý pár dle vzorce

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x})(y_i - \hat{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y})^2}}, \quad (3.4)$$

kde N je počet vzorků ve vybraném úseku signálu, x_i jsou jednotlivé vzorky signálu, y_i jsou vzorky templátu, \hat{x} a \hat{y} jsou průměrné hodnoty z x_i a y_i . Pokud všechny Pearsonovy korelační koeficienty zprůměrujeme a výsledek bude menší než empiricky stanovený práh 0,66, tak je signál označen za nepřijatelný. Tímto způsobem metoda spoléhá na to, že když bude signál zašuměný a PQRST úseky budou morfologicky pozměněny, projeví se to v průměrovaném templátu a výsledný Pearsonův korelační koeficient se sníží. [3], [6]

Výčet a popis dalších vybraných metod

Pro určité srovnání dalších metod pomocí dosažené úspěšnosti slouží Tabulka 3.1. Vždy je uveden autor dané metody, rok publikování, databáze signálů, na kterých byla metoda testována, stručný popis postupu metody a její úspěšnost. U některých metod, které byly trénovány na sadě signálů je uvedena úspěšnost trénovací ($Ac(Tr)$) i testovací sady ($Ac(Te)$). Většina signálů byla testována na datech ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011 (PICC).

Tabulka 3.1: Výčet a popis vybraných metod hodnocení kvality signálu EKG a jejich úspěšnost [3]

Autor, rok	Databáze	Postup metody	Úspěšnost
L. Johannesen, 2012	PICC	Detekce základních chyb (chybějící svod, výrazný drift nebo saturace AD převodníku) a klasifikace různých typů šumu pomocí filtru horní propust a kubického splinu.	$Ac(Tr) = 92,3 \%$ $Ac(Te) = 90 \%$
D. Hayn, 2012	PICC	Čtyři kritéria (chybějící svod, detekce hrotů, překřížení svodů, robustnost QRS detekce). QRS detekce probíhá s adaptivními prahy.	$Ac(Tr) = 93,3 \%$ $Ac(Te) = 91,6 \%$
S. J. Redmond, 2012	Real ECG Recordings (collected using TeleMedCar eHealthMonitor)	Detektor QRS komplexů, extrakce vlastností tvaru EKG signálu a statistický klasifikátor tvořený Parzenovým oknem.	$Ac = 78,7 \%$

Kuzilek, 2011	PICC	První fáze – detekce základních vlastností (variance, kovariance, maxima EKG, maxima dynamického rozsahu, průměrné hodnoty), porovnání s nastavenými prahy a výpočet skóre. Druhá fáze – detekce doplňujících vlastností (zpožděná kovarianční matice, průměr, zkreslení a počet detekovaných QRS komplexů), porovnání s nastavenými prahy a výpočet skóre. Třetí fáze – výpočet finálního skóre kvality signálu na základě skóre z první a druhé fáze.	Ac (Tr) = 99,9 % Ac (Te) = 83,6 %
F. J. Martinez – Tabares, 2012	MITBIHA	Autokorelace, korelace svodů signálů a postupy založené na jejich diverzitě (kritéria: konstantní linie, saturace, napětí vyšší než 2 mV déle než 200 ms, drift izolinie, výpadek svodu, výkyvy vyšší než 2,5 mV, nízké amplitudy, maximum amplitudy nižší než 125 μ V).	Ac = 90 %
P. Langley, 2011	PICC	Sada prahů pro různé vlastnosti signálu EKG zpracovávané na mobilním telefonu (konstantní linie, saturace, drift izolinie, příliš nízké nebo vysoké amplitudy, strmé změny napětí).	Ac = 85,7 %
H. Xia, 2011	PICC	Několik rozdílných technik vyhodnocených spektrálním poloměrem matice pravidelnosti (časová analýza, frekvenční analýza, časově-frekvenční analýza, autokorelace, korelace nebo analýza entropie).	Ac (Tr) = 93,5 % Ac (Te) = 90 %
E. Morgado, 2015	-	Kovarianční matice různých svodů, vlastní čísla kovarianční matice, podřízený binární rozhodovací strom a klasifikátor SVM.	Ac = 89,8 %

Zaunseder, 2011	PICC	Výkon v různých frekvenčních pásmech signálu a rozhodovací strom.	Ac = 90,4 %
C. Yu, 2006	-	Metoda pro automatickou identifikaci spolehlivé srdeční frekvence ze signálu EKG a PPG. Používá například analýzu entropie nebo poměr SNR.	Ac = 92 %

4 POUŽITÍ VYBRANÝCH METOD PRO HODNOCENÍ KVALITY SIGNÁLU EKG

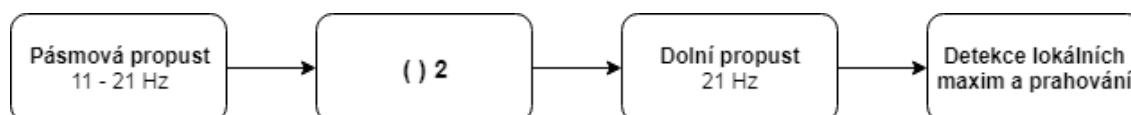
Pro tuto bakalářskou práci byly vybrány dvě metody pro hodnocení kvality signálu EKG, jejichž funkčnost byla prověřena v programovacím prostředí Matlab.

První se opírá o detekci R vln a následné vypočtení a hodnocení tepové frekvence. Druhá metoda pomocí vlnkové transformace odhadne původní signál a vypočítá poměr signálu k šumu (SNR, signal-to-noise ratio). Výsledkem obou metod je spojitá křivka vyvíjející se v čase hodnotící kvalitu signálu.

4.1 Popis vybraných a použitých metod pro hodnocení kvality signálu EKG

Metoda průměrné tepové frekvence

Prvním krokem je filtrace signálu. V tomto případě byl zvolen mediánový filtr pro vyhlazení signálu, filtr typu úzkopásmová zadrž pro odstranění síťového rušení na 50 Hz a filtr typu horní propust s hranicí 1 Hz pro odstranění driftu. Tato filtrace je základem k lepší detekci R vln, která je zkonstruována pomocí jednoduchého detektoru R vln.

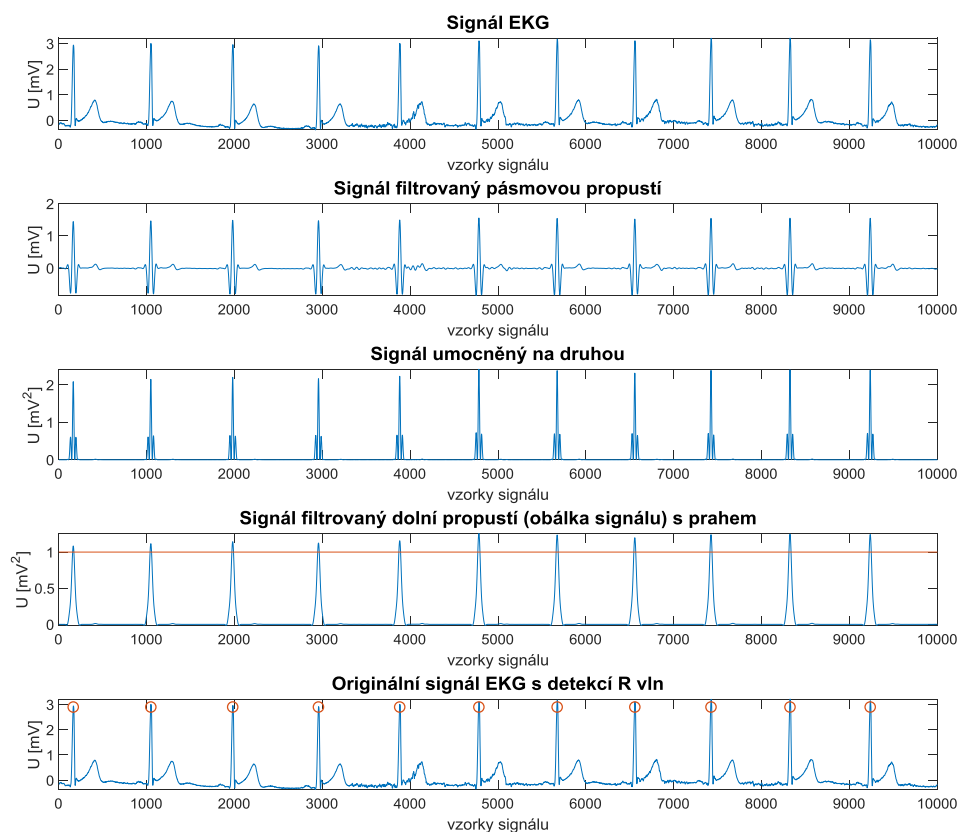


4.1: Blokové schéma detektoru R vln

Detektor vln R byl sestaven pomocí několika částí, které jsou znázorněny v blokovém schématu, viz obr. 4.1. Nejprve je nutno zmínit, že celý QRS komplex se nachází přibližně ve frekvenčním rozsahu 11 až 21 Hz, na tuto oblast se tedy detektor bude zaměřovat. V prvním kroku detekce se nachází pásmová propust ve frekvenčním rozsahu 11 až 21 Hz. Jedná se o FIR filtr stého řádu a výsledný signál je vykreslen ve druhém grafu na obr. 4.2. Následuje umocnění signálu na druhou pro zvýraznění hledané oblasti R vlny (zobrazeno ve třetím grafu obr. 4.2). Dalším krokem je FIR filtr stého řádu typu dolní propust s frekvencí 21 Hz. Tím, že tento filtr nepropouští vyšší frekvence než je nastavená, dojde k vytvoření obálky signálu, která je znázorněna ve čtvrtém grafu na obr. 4.2. Dále jsou v obálce nalezena lokální maxima, ze kterých jsou pomocí prahové hodnoty vybrány ty vrcholy, které odpovídají R vlnám v originálním signálu. Hodnota prahu není pro každý signál stejná, protože každý signál EKG dosahuje jiných napěťových

hodnot. Detektor může selhat právě v této části, protože pokud je signál silněji zašuměn, jsou detekovány i jiné vlny v signálu a určeny jako R vlny.

Výsledný signál s detekovanými vlnami R je zobrazen v pátém grafu obr. 4.2. V tomto případě se jednalo o nezašuměný signál a detekce proběhla neomylně.



4.2: Grafy jednotlivých kroků detektoru R vln

Následně je vypočtena tepová frekvence v plovoucím okně o proměnné délce. Spíše bylo voleno kratší okno, aby bylo možno rychleji pozorovat změny ve vývoji kvality signálu. Kvalita je stanovována dle Gaussovské křivky. Z literatury se dočteme, že tepová frekvence by se měla pohybovat v mezích mezi 40 a 180 tepy za minutu z čehož vyplývá, že střední hodnotou Gaussovské křivky by měla být frekvence 110 tepů za minutu. Záleží ovšem na konkrétním pacientovi, takže střední hodnotu lze lehce upravit. Podobně i rozptyl můžeme změnit podle potřeby.

Výsledkem je křivka kvality signálu EKG se škálou 0 pro nejnižší kvalitu až 1 pro nejvyšší. Pokud je tedy signál silně zašuměn a detektor R vln selže, způsobem vynechání některých R vln nebo naopak detekování i jiných hrotů jako R vln,

projeví se to na tepové frekvenci, která se najednou výrazně sníží nebo zvýší. Tím pádem se dostane mimo střední hodnotu v Gaussovské křivce a sníží se tak kvalita signálu.

Metoda výpočtu SNR

Důležitou částí této metody je Wienerovská vlnková filtrace. Vlnková transformace se používá k rozdělení vstupního signálu do několika pásem. V každém pásmu se aditivní šum projevuje s různou intenzitou, a proto jsou definované určité prahy, podle kterých se od sebe oddělí užitečný signál a šum bez výrazného poškození signálu. Používá se, pokud se spektrum šumu a užitečného signálu překrývají, což je příklad právě rušení ve formě myopotenciálů. Výstupem Wienerovské vlnkové filtrace je odhad užitečného signálu. [5]

V další fázi je vypočten poměr signálu k šumu dle vzorce

$$SNR = 10 \cdot \log \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n)^2}{\sum_{n=0}^{N-1} (s(n) - \hat{s}(n))^2} \text{ [dB]}, \quad (4.1)$$

kde N je počet vzorků signálu, $s(n)$ značí odhad užitečného signálu po vlnkové transformaci a $\hat{s}(n)$ značí původní vstupní signál i s šumem [15]. SNR je opět vypočteno v plovoucím okně a výstupem je spojitá křivka SNR, která zároveň znázorňuje kvalitu signálu. Čím vyšší je zastoupení šumu v signálu, tím je nižší SNR a kvalita. Nakonec je SNR filtrováno dolní propustí pro vyhlazení křivky.

Metoda výpočtu SNR selhává, pokud je signál zašuměn rušením o nízké frekvenci. Toto rušení není Wienerovská vlnková filtrace schopna detekovat a odhadnout užitečnou složku signálu. V takovém případě je pak hodnota SNR poměrně vysoká, i když je na první pohled zřejmé, že je signál silně poškozen.

4.2 Výsledky vybraných metod

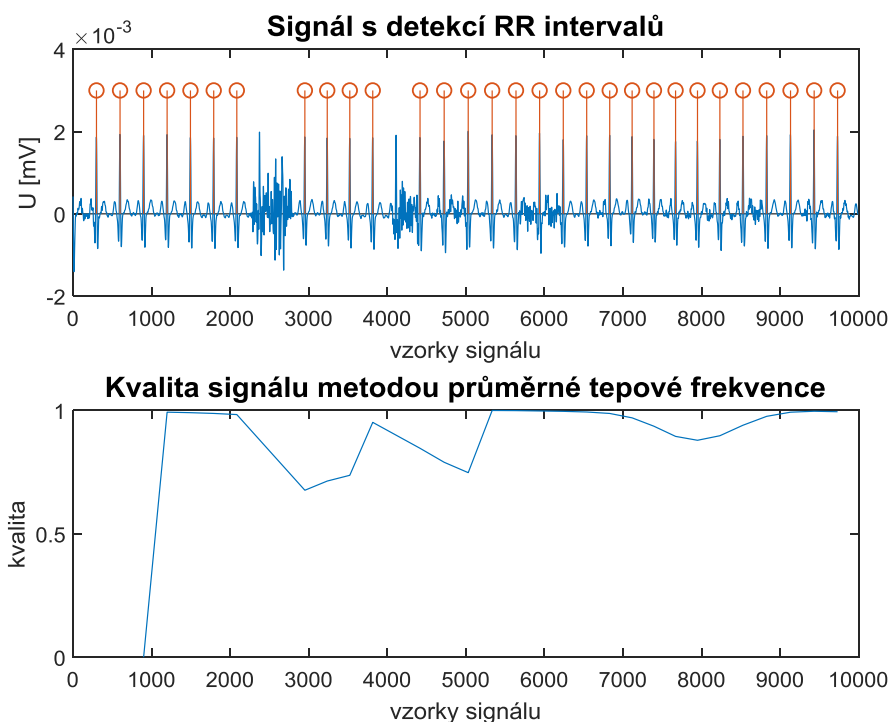
Obě vybrané metody byly testovány pomocí umělých i reálně naměřených signálů EKG. Následně byly stanoveny jejich úspěšnosti na datech ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011.

Výsledky vybraných metod na umělých datech

Umělý signál byl v určitých úsecích zašuměn širokopásmovým šumem a můžeme tak jednoduše zkoumat odpověď obou metod. Vzorkovací frekvence umělého signálu je 500 Hz.

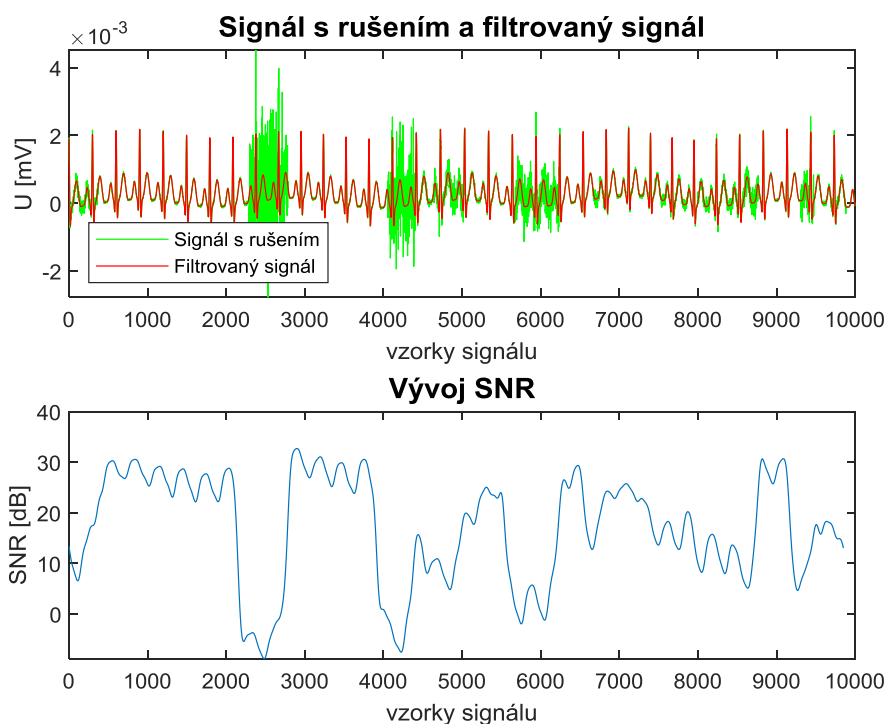
Na obr. 4.3 je znázorněn postup hodnocení kvality signálu EKG pomocí metody průměrné tepové frekvence. V prvním grafu je signál EKG po filtraci a detekci R vln. Ve druhém grafu je výsledná křivka kvality. Kvůli zvoleným

vlastnostem plovoucího okna není kvalita hodnocena už od začátku signálu a zašuměné úseky prosakují v hodnocení kvality do blízkého okolí. Toto by mohlo vadit u krátkodobých signálů EKG, ale vzhledem k tomu, že je tato metoda uzpůsobena celodenním signálům, je to pouze mírný problém. V oblastech výrazného zarušení signálu došlo k selhání detektoru R vln, projevilo se to na hodnotách tepové frekvence a tím došlo k poklesu křivky kvality. V kvalitě se dle nastavení Gaussovské křivky projeví i výrazněji zvýšená nebo snížená tepová frekvence.



4.3: Umělý signál EKG s detekovanými vlnami R a křivka kvality získaná metodou průměrné tepové frekvence

Na obr. 4.4 je znázorněn postup hodnocení kvality signálu EKG pomocí metody SNR. V prvním grafu je znázorněn červeně vyfiltrovaný signál a zeleně původní zašuměný signál. V druhém grafu je výsledná křivka SNR, na které je snadno pozorovatelná snížená kvalita v zašuměných úsecích.

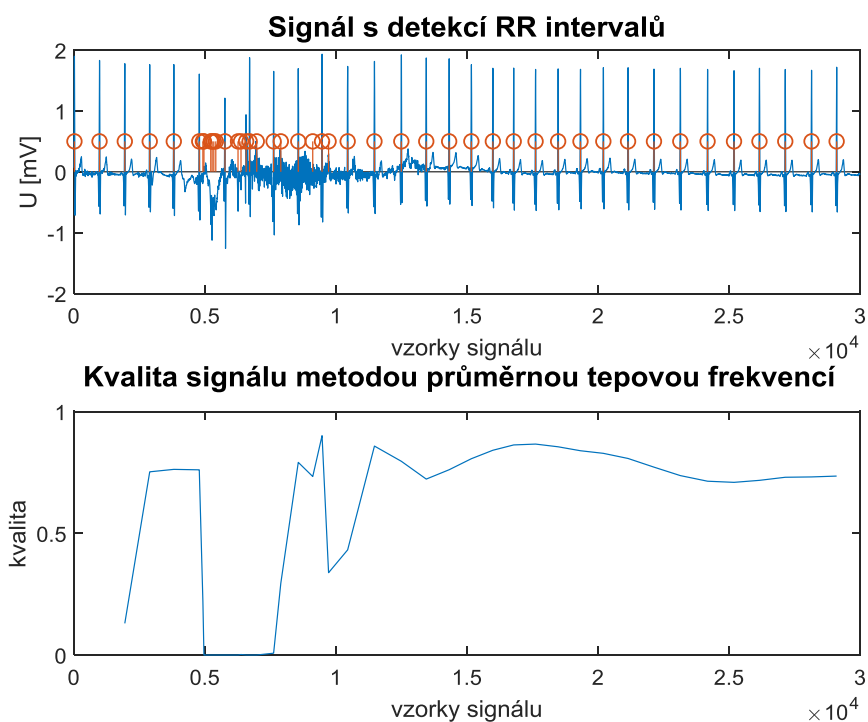


4.4: Umělý signál EKG a křivka SNR

Výsledky vybraných metod na naměřených datech

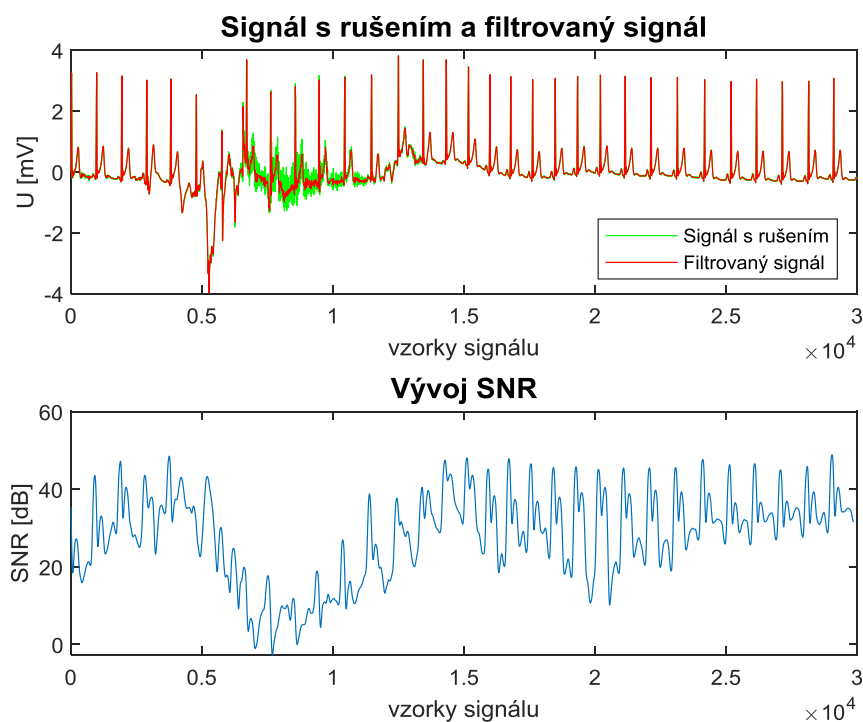
Metody byly použity s reálným signálem EKG, který byl naměřen pomocí jednosvodového zařízení Faros 360°.

Popis použití metody průměrné tepové frekvence na naměřených datech (obr. 4.5) je podobný jako u umělého signálu. V prvním grafu je signál EKG po filtraci a detekci R vln. Ve druhém grafu je výsledná křivka kvality. Opět se na výsledné křivce kvality projevilo selhání detektoru R vln a výrazněji zvýšená nebo snížená tepová frekvence.



4.5: Měřený signál EKG s detekovanými vlnami R a křivka kvality získaná metodou průměrné tepové frekvence

Na obr. 4.6 je vyobrazen postup hodnocení kvality signálu EKG pomocí metody SNR. V prvním grafu je znázorněn červeně vyfiltrovaný signál a zeleně původní zašuměný signál. V druhém grafu je výsledná křivka SNR, na které je snadno pozorovatelná snížená kvalita v zašuměných úsecích.



4.6: Měřený signál EKG a křivka SNR

Výsledky vybraných metod na datech ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011

Pro určité srovnání vybraných a aplikovaných metod je nutné jejich funkčnost testovat na signálech, které jsou odborníkem anotované a následně porovnat jejich úspěšnost s ostatními metodami. Pro 24hodinové záznamy ovšem žádná takováto databáze anotovaných signálů neexistuje a mnoho dalších metod, které by měly za výstup křivku kvality není. Srovnání na signálech, na které jsou tyto metody určené, není proto možné uskutečnit. Z tohoto důvodu byly metody mírně upraveny a testována jejich úspěšnost na sadě signálů ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011 [16]. Jedná se o sadu jednoho tisíce deseti sekundových signálů EKG o dvanácti svodech, ke kterým je oficiální anotace ve formě dvou kategorií – přijatelný / nepřijatelný. Úspěšnost byla vypočtena jako podíl počtu shodných zařazení signálu do kategorií ku celkovému počtu signálů. Protože se jedná o velmi krátké signály, plovoucí okno bylo upraveno na délku dva. Tímto je zajištěna rychlejší reakce hodnocení kvality, i když je ztracena určitá přesnost metody.

Výsledkem metody průměrné tepové frekvence je křivka kvality ke každému signálu v rozmezí od 0 do 1, následně je vypočten průměr přes tuto křivku kvality a stanovena prahová hodnota 0,7. Pokud je průměr vyšší nebo roven tomuto prahu, je zařazen do kategorie přijatelný. Tímto způsobem je ohodnoceno

všech dvanáct svodů. Pro závěrečné hodnocení je třeba zhodnotit celý signál z pohledu všech dvanácti svodů. Bylo proto zavedeno pravidlo, které říká, že pokud je čtyři a více svodů označeno za nepřijatelné, celý signál je také zařazen do kategorie nepřijatelný. S těmito úpravami, prahovými hodnotami a pravidly byla úspěšnost metody průměrné tepové frekvence pro testovací set A 82,26 %.

Pro metodu výpočtu SNR byly stanoveny podobné podmínky. Křivka kvality byla zprůměrována a pro přijatelný signál musel být průměr vyšší než 0 a zároveň nižší než 50. Některé signály v setu A byly totiž konstantní linie a metoda výpočtu SNR tudíž těmto signálům připisovala velmi vysoké hodnoty kvality. Ohraničení průměru hodnotou 50 proto zajistilo, že byly tyto signály vyhodnoceny jako nepřijatelné. Dále byla stanovena podmínka pro zamítnutí celého signálu, pokud dva a více svodů bylo nepřijatelných. Úspěšnost této metody byla pro testovací set A 86,97 %.

Je nutno znovu zdůraznit, že ani jedna metoda nebyla původně navržena pro hodnocení takto krátkých signálů a srovnání s ostatními metodami je proto pouze pro doplnění. I přes to jejich úspěšnosti překročily mez 80 %, což bylo zhodnoceno jako dostačující. Všechny nastavené parametry byly stanoveny pro co nejlepší funkčnost metody a její úspěšnost.

Pokud by byly tyto výsledky úspěšnosti srovnány s výsledky metod z Tabulky 3.1, je zřejmé, že nedosahují takových hodnot jako některé metody, ale nepatří ani k nejhorším. Toto srovnání je proto pouze doplňující.

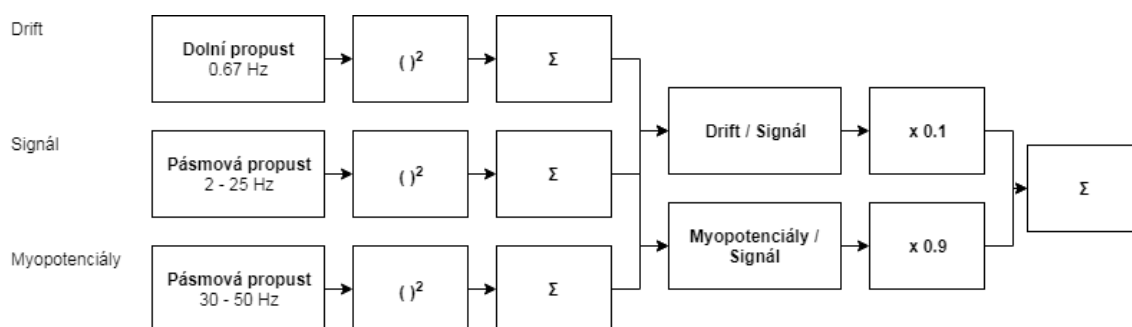
5 REALIZACE VLASTNÍ METODY HODNOCENÍ KVALITY SIGNÁLU EKG

Jako vlastní metoda hodnocení kvality signálu EKG byla realizována metoda pásmových propustí, jejíž popis a výsledky se nachází v této kapitole.

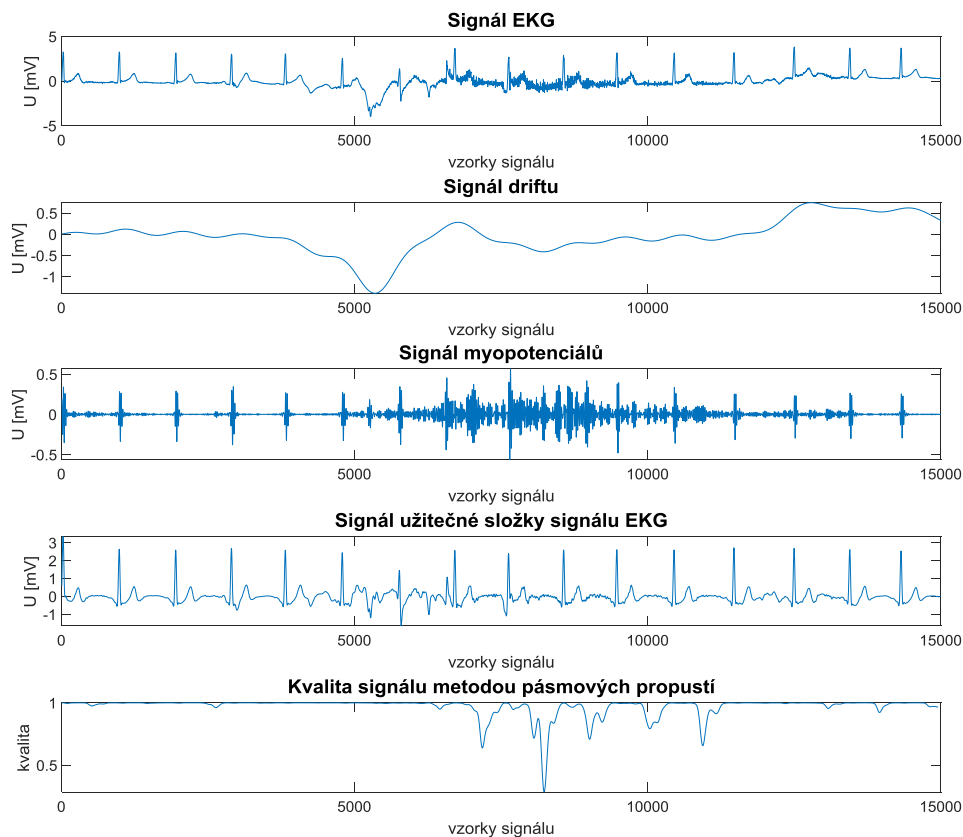
5.1 Popis metody pásových propustí

Jak již bylo několikrát zmíněno, největším problémem v dlouhodobém záznamu EKG je rušení myopotenciálů a drift. Tato metoda se snaží detekovat tyto dva typy šumů a na základě jejich přítomnosti ohodnotit kvalitu signálu. Výstupem je spojitá křivka kvality.

Postup metody je znázorněn v blokovém schématu na obr. 5.1 a na obr. 5.2, kde jsou postupně zobrazeny výstupy jednotlivých kroků této metody. Prvním krokem je aplikace dolní propusti (filtr typu FIR řádu 1000 se zlomovou frekvencí 0,67 Hz) pro získání signálu driftu a aplikace pásmových propustí pro získání signálu myopotenciálů (Butterfordův filtr druhého řádu s rozmezím frekvencí od 30 do 50 Hz) a užitečné složky signálu EKG (Butterfordův filtr druhého řádu s rozmezím frekvencí od 2 do 25 Hz). Následně jsou v plovoucím okně délky 100 signály umocněny, sumovány a jsou vypočteny dva poměry – poměr drift / užitečná složka signálu EKG a poměr myopotenciály / užitečná složka signálu EKG. Oba poměry jsou poté normalizovány (poděleny vlastním maximem). Dalším krokem je určení váhy poměrů a jejich sumace pro výpočet výsledné křivky kvality. Působení myopotenciálů je závažnější a jeho výskyt znamená silnější poškození signálu EKG, proto je mu určena váha 0,9 a driftu pouze 0,1. Výsledná křivka kvality je opět normalizována (podělením vlastním maximem) a filtrována dolní propustí pro její vyhlazení.



5.1: Blokové schéma metody pásmových propustí



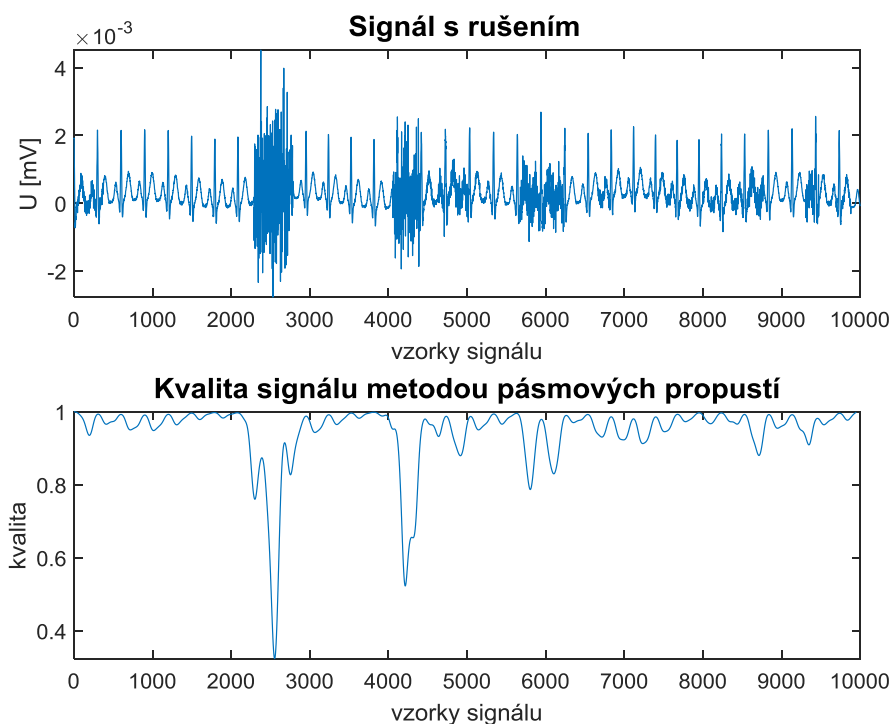
5.2: Výstupy jednotlivých kroků metody pásmových propustí

5.2 Výsledky metody pásmových propustí

Metoda byla testována na umělém i reálně naměřeném signálu. Následně byla její úspěšnost hodnocena na datech ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011 a na odborníky anotovaném signálu.

Výsledky metody pásmových propustí na umělých datech

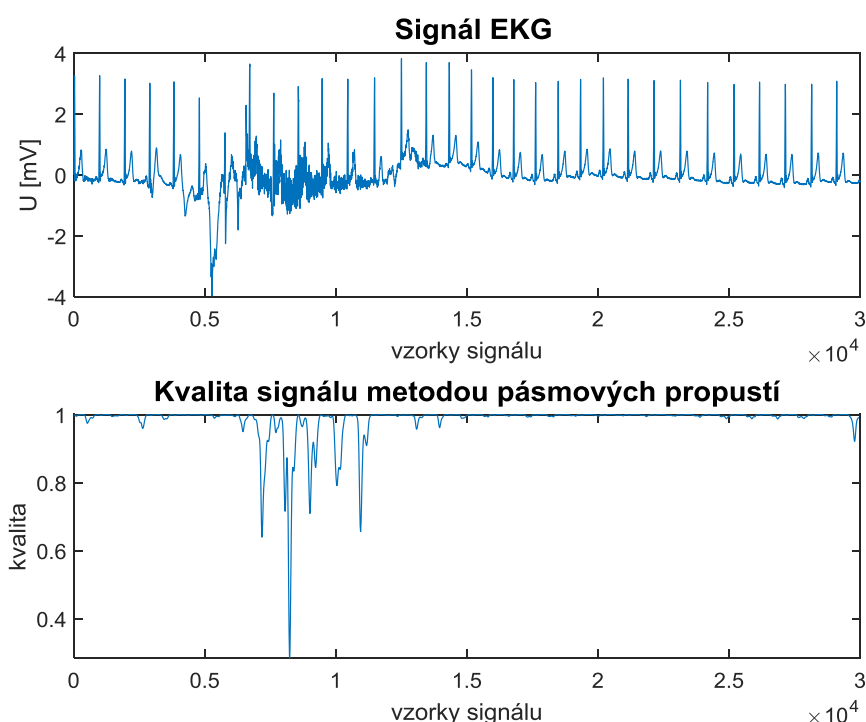
V prvním grafu na obr. 5.3 je zobrazen umělý zarušený signál. Ve druhém grafu je křivka kvality získaná metodou pásmových propustí. V oblastech zašuměných myopotenciály lze pozorovat výrazný pokles křivky kvality. V oblastech, kde se projevil drift je i pokles kvality mírný.



5.3: Umělý signál EKG a křivka kvality získaná metodou pásmových propustí

Výsledky metody pásmových propustí na naměřených datech

První graf na obr. 5.4 obsahuje reálný signál EKG, který byl naměřen pomocí jednosvodového zařízení Faros 360°. Ve druhém grafu je křivka kvality získaná metodou pásmových propustí. V oblastech zašuměných myopotenciály lze pozorovat výrazný pokles křivky kvality, zbytek signálu je téměř čistý a kvalita dosahuje až maximálních hodnot.



5.4: Měřený signál EKG a křivka kvality získaná metodou pásmových propustí

Výsledky metody pásmových propustí na anotovaném signálu

Naměřené signály EKG pomocí jednosvodového zařízení Faros 360° jsou anotovány třemi experty. Kvalitu signálu hodnotí ve třech kategoriích:

- 1 = nejlepší kvalita (vhodné pro rozměření)
- 2 = střední kvalita (lze ještě spolehlivě detekovat QRS)
- 3 = špatná kvalita (nelze spolehlivě detekovat ani QRS)

Hodnocen je každý vzorek signálu zvlášť, stejně jako u metody pásmových propustí. Proto jsem se rozhodla aplikovat na křivku kvality jednoduché prahy pro rozdělení všech vzorků křivky kvality do stejných tří kategorií. Těmi prahy jsou:

- 1 = kvalita 1 – 0,99
- 2 = kvalita 0,99 – 0,95
- 3 = kvalita 0,95 – 0

Tento postup byl aplikován na signál EKG dlouhý téměř čtrnáct hodin a byla vypočtena procentuální úspěšnost metody (podíl shodných zařazení ku celkovému počtu signálů) v porovnání se všemi třemi experty a mediánem rozhodnutí expertů. Výsledky jsou:

- $A_c(\text{expert 1}) = 52,05 \%$
- $A_c(\text{expert 2}) = 92,38 \%$
- $A_c(\text{expert 3}) = 73,74 \%$

- Ac (medián) = 75,90 %

Prahy byly nastaveny tak, aby opravdu křivku kvality rozdělovaly do tří kategorií. Pokud by totiž byly zvoleny nižší prahy, téměř celý signál by byl zařazen do kategorie 1. Protože je hodnocen dlouhodobý signál a dle popisu aktivit pacient minimálně polovinu času tohoto použitého signálu strávil spánkem, je signál EKG z velké části kvalitní. Kvůli tomu by se na výsledku úspěšnosti příliš neprojevily nepřiměřené prahy.

Toto prahování je velmi primitivní a nezohledňuje další aspekty hodnocení kvality signálu. I přes to jsou výsledky úspěšnosti poměrně vysoké a s jedním expertem se shodnou na více než 90 %. Pokud by se tedy provedlo propracovanější prahování a určení kategorií kvality, je pravděpodobné, že by úspěšnost metody ještě výrazně vzrostla.

Výsledky metody pásmových propustí na datech ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011

Metoda pásmových propustí byla aplikována také na data ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011. Jedná se o stejný set signálů EKG (set A), jehož vlastnosti jsou popsány v kap. 4.2.

Metoda byla opět mírně poupravena, aby lépe reagovala na specifika, která s sebou nesou krátkodobé signály. Jedná se zvláště o váhy, kterými jsou násobeny poměry driftu a myopotenciálů. V krátkodobých signálech není rušení myopotenciálů tak závažný problém, a naopak se projevuje více drift, proto byly obě váhy upraveny na hodnotu 0,5.

Výsledná křivka kvality byla opět zprůměrována a práh pro zařazení signálu do kategorie přijatelný je roven 0,95. Dále je zavedeno pravidlo, které říká, že tři a více svodů signálu označeno za nepřijatelné řadí celý set 12 svodů do kategorie nepřijatelný. Tato pravidla byla nastavena tak, aby byla zajištěna co nejlepší funkčnost metody a její úspěšnost. Úspěšnost byla vypočtena jako podíl počtu shodných zařazení signálu do kategorií ku celkovému počtu signálů. Výsledná úspěšnost metody pásmových propustí je pro toto nastavení 77,45 %.

V porovnání s metodou průměrné tepové frekvence a metodou výpočtu SNR je úspěšnost o několik procent nižší a nedosahuje ani hranice 80 %. V tomto případě se více projevuje zaměřenost metody na dlouhodobé signály a ani její uzpůsobení nenapomohlo k lepším výsledkům.

V Tabulce 5.1 se nachází deset algoritmů s nejvyšší úspěšností hodnocení signálů ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011. Dále jsou v tabulce zařazeny i výsledky metod realizovaných v rámci této práce. Dva z uvedených algoritmů (v pořadí 4. a 8.) se nacházejí v Tabulce 3.1, kde je popsán jejich postup.

Tabulka 5.1: Nejúspěšnější algoritmy v soutěži PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011 se zařazením realizovaných metod [16]

Pořadí	Účastník	Úspěšnost [%]
1	Xiaopeng Zhao	93,2
2	Gari Clifford	92,6
3	CT Ho	92,0
4	Dieter Hayn	91,6
5	Gabriel Garcia	91,2
6	Nir Kalkstein	91,2
7	Irena Jekova	90,8
8	Sebastian Zaunseder	90,4
9	Kai Noponen	90,0
10	Benjamin Moody	89,6
11	Metoda výpočtu SNR	86,97
12	Metoda průměrné tep. frekvence	82,26
13	Metoda pásmových propustí	77,45

6 ZÁVĚR

Cílem této bakalářské práce bylo prostudovat problematiku hodnocení kvality signálu EKG a realizovat některé z metod v programovém prostředí Matlab.

V teoretické části práce byly shrnuty základy elektrokardiografie a morfologie elektrokardiogramu. Poté byly popsány základní typy rušení, se kterými se ve zpracování signálů EKG setkáváme. Jedná se především o myopotenciály, dále pak síťový brum a kolísání nulové izoelektrické linie. Na konci druhé kapitoly je představen holterovský systém Faros 360° od firmy Bittium, se kterým byly naměřeny 24hodinové signály EKG pro následné testování realizovaných metod hodnocení kvality signálů.

V následující části se nachází základní postup při hodnocení kvality signálu EKG. Na začátku je rozebrána detekce nepoužitelných úseků signálu pomocí detekce konstantní linie (při přerušení kontaktu elektrody a kůže), rozsahu amplitud (při špatném kontaktu elektrody a kůže) nebo detekce kolísání nulové izoelektrické linie. Dále je zmíněna filtrace signálu EKG a získání základních charakteristik jako je variabilita srdeční tepové frekvence. Nakonec jsou vyjmenovány a detailněji popsány některé vybrané metody hodnocení kvality signálu EKG. Je to například variabilita RR intervalů, koeficient špičatosti a koeficient šikmosti nebo přiřazování k templátu. Na to navazuje Tabulka 3.1, která popisuje dalších několik metod i s jejich úspěšnostmi v testování.

Ve čtvrté kapitole je obsaženo seznámení se dvěma metodami hodnocení kvality signálu EKG, které byly vybrány pro realizaci v programovém prostředí Matlab. První je metoda průměrné tepové frekvence. Založena je na detekci R vln, výpočtu délky RR intervalů a výpočtu tepové frekvence v plovoucím okně. Následně je dle Gaussovske křivky určena spojitá křivka kvality signálu měnící se v čase. Druhá je metoda výpočtu SNR. K odhadu původního užitečného signálu používá Wienerovskou vlnkovou filtraci. Pomocí matematického vzorce je poté v plovoucím okně vypočítáváno SNR a výsledkem je jeho spojitá křivka, která zároveň znázorňuje kvalitu signálu. Praktická část obsahuje výsledky těchto dvou vybraných metod při použití umělého i reálně naměřeného signálu EKG a jejich srovnání. U metody výpočtu SNR jsou lépe znázorněny změny v kvalitě signálu, ale je to velmi závislé na kvalitě odhadu užitečného signálu. Pokud totiž není systém schopen vyfiltrovat užitečnou složku signálu, má i přes to SNR vysokou hodnotu. Naopak metoda průměrné tepové frekvence je s určitou úspěšností schopná i v zašuměném úseku signálu detekovat R vlny, ale výsledná křivka kvality není tak podrobná. Metoda je silně závislá na detektoru R vln, délce plovoucího okna a přirozené tepové frekvenci měřené osoby. Metody byly testovány na datech ze

soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011 a jejich úspěšnosti překročily hranici 80 %.

V páté kapitole je popsán princip vlastní metody pásmových propustí, která detekuje v signálu EKG drift a myopotenciály a na základě jejich přítomnosti stanovuje kvalitu signálu. Jedná se opět o spojitou křivku kvality. Tato metoda je testována na umělých i reálně naměřených datech. S využitím jednoduchého prahování je její křivka kvality rozdělena do tří kategorií a výsledek je porovnáván s experty anotovaným signálem. S jedním z expertů se metoda shodla na více než 92 %, úspěšnost v porovnání s mediánem rozhodnutí tří expertů byla necelých 76 %. Dále byla metoda mírně upravena pro testování na datech ze soutěže PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011, kde její úspěšnost překročila hranici 77 %.

7 BIBLIOGRAFIE

- [1] WILHELM, Zdeněk. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 3. přeprac. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2002. ISBN 80-210-2837-8.
- [2] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010, 129 s. Vedoucí práce Doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [3] SATIJA, Udit, Barathram RAMKUMAR a M. MANIKANDAN. A Review of Signal Processing Techniques for Electrocardiogram Signal Quality Assessment. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* [online]. 2018, **11**, 36-52 [cit. 2018-11-30]. DOI: 10.1109/RBME.2018.2810957. ISSN 1937-3333. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8304761/>
- [4] BAYÉS DE LUNA, Antoni, Velislav BATCHVAROV a Marek MALIK. The morphology of the electrocardiogram. *Camm AJ, Luscher TF, Serruys PW (eds) The ESC textbook of cardiovascular medicine*. [online]. Blackwell Publishers, Oxford, 2005 [cit. 2018-11-30].
- [5] ZAVÁZALOVÁ, M. *Odhad kvality signálů EKG* [online]. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018, 78 s. [cit. 2018-11-30]. Vedoucí práce Ing. Lukáš Smital, Ph.D.
- [6] ORPHANIDOU, Christina. *Signal quality assessment in physiological monitoring*. New York, NY: Springer Berlin Heidelberg, 2017. ISBN 9783319684147.
- [7] *Popis útvarů a úseků v křivce EKG* [online]. In: . 2009 [cit. 2018-12-02]. Dostupné z: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:ECG-PQRST%2Bpopis.svg>
- [8] SATIJA, Udit, Barathram RAMKUMAR a M. MANIKANDAN. A simple method for detection and classification of ECG noises for wearable ECG monitoring devices. In: *2015 2nd International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)* [online]. IEEE, 2015, s. 164-169 [cit. 2018-11-30]. DOI: 10.1109/SPIN.2015.7095425. ISBN 978-1-4799-5991-4. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7095425/>
- [9] *Zapojení elektrod a přístroje Faros 360 pro měření* [online]. In: . b.r. [cit. 2018-12-02]. Dostupné z: https://www.bittium.com/products_services/medical/bittium_faros
- [10] *EMotion Faros Series Manual* [online]. In: . 2017 [cit. 2018-12-02].
- [11] *Faros 360°* [online]. In: . b.r. [cit. 2018-12-02]. Dostupné z: https://www.bittium.com/docs/graf/Faros_360%C2%B0.png

- [12] JEKOVA, Irena, Vessela KRASTEVA, Ivaylo CHRISTOV a Roger ABÄCHERLI. Threshold-based system for noise detection in multilead ECG recordings. *Physiological Measurement* [online]. 2012, **33**(9), 1463-1477 [cit. 2018-12-27]. DOI: 10.1088/0967-3334/33/9/1463. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/33/i=9/a=1463?key=crossref.7c3e932099d0d06d59f12becfce6be13>
- [13] ORPHANIDOU, Christina, Timothy BONNICI, Peter CHARLTON, David CLIFTON, David VALLANCE a Lionel TARASSENKO. Signal Quality Indices for the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: Derivation and Applications to Wireless Monitoring. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2014, , 1-1 [cit. 2018-11-30]. DOI: 10.1109/JBHI.2014.2338351. ISSN 2168-2194. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6862843/>
- [14] CHIA-CHI CHANG, , TZU-CHIEN HSIAO, Chiang, YI-YING a HUNG-YI HSU. *The Usefulness of the Coefficient of Variation of Electrocardiographic RR Interval as an Index of Cardiovascular Function and its Correlation with Age and Stroke* [online]. b.r. [cit. 2018-12-27]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/258514321_The_Usefulness_of_the_Coefficient_of_Variation_of_Electrocardiographic_RR_Interval_as_an_Index_of_Cardiovascular_Function_and_its_Correlation_with_Age_and_Stroke
- [15] KOVAŘÍK, Jiří. *Objektivní metody hodnocení kvality řeči*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Vedoucí práce Ing. Petr Sysel, Ph.D.
- [16] *PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011* [online]. 2012 [cit. 2019-05-16]. Dostupné z: <https://physionet.org/challenge/2011/#annotation-project>

Seznam symbolů, veličin a zkratek

Ac	Procentuální úspěšnost
C _v	koeficient variability RR intervalů
EKG	elektrokardiogram
FFT	Rychlá Fourierova transformace
FIR	diskrétní lineární filtr s konečnou impulsní charakteristikou
HRV	variabilita srdeční tepové frekvence
IIR	diskrétní lineární filtr s nekonečnou impulsní charakteristikou
K	koeficient špičatosti
PICC	PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011
PQ	interval od začátku depolarizace síní k začátku depolarizace komor
PQRST	úsek osahující vlny P, Q, R, S a T
QRS	komplex obsahující vlny Q, R a S
QT	interval od začátku depolarizace komor ke konci jejich repolarizace
r	Pearsonův korelační koeficient
RR	interval mezi dvěma následujícími vlnami R
S	koeficient šikmosti
SNR	poměr signál/šum
μ	průměrná hodnota
σ	směrodatná odchylka